

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 02-001218

(43)Date of publication of application : 05.01.1990

(51)Int.Cl.

A61B 5/02  
A61B 5/0245  
A61B 5/0402

(21)Application number : 63-144360

(71)Applicant : MITSUBISHI ELECTRIC CORP

(22)Date of filing : 10.06.1988

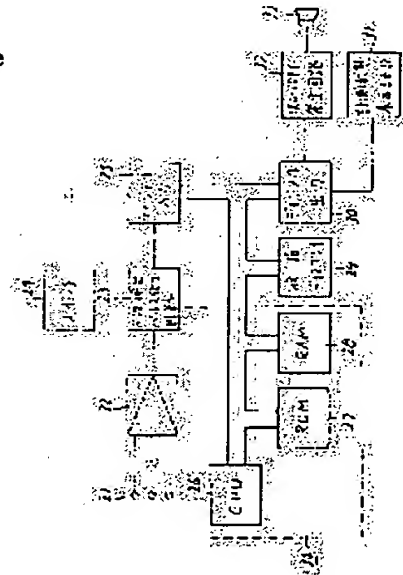
(72)Inventor : OSUGA MIEKO  
SHIMONO HIROMI

## (54) MONITOR FOR PSYCHOTONIC DEGREE

## (57)Abstract:

**PURPOSE:** To diversely and accurately monitor a change in a psychotonic degree by a method wherein the periodicity relating to the contraction activity of the heart of an examinee is measured to detect a periodically appearing specific wave and calculating the average of the interval row of the specific wave and the magnitude of the respiratory component of the variation of the interval row to set and display index value of psychotonic degree.

**CONSTITUTION:** The first measuring means for measuring an electrocardiographic waveform is constituted of an electrocardiogram detecting electrode 21 and a living body amplifier 22 and a detection means for detecting the specific wave periodically appearing in the electrocardiographic waveform, in this case, an R-wave is constituted of an electrocardiogram R-wave detection pulse generating circuit 23 and a digital input device 25. A microcomputer 34 is constituted of the second measuring means for measuring the generation interval of the R-wave, the first processing means for calculating an index value of psychotonic degree and the second processing means for calculating a reliability evaluation value and controls not only the output of the index value of psychotonic degree the reliability evaluation value but also the operation of a respiration stabilizing means. The respiration stabilizing means is realized by a rhythm/melody generation circuit 32 and a speaker or earphone 33 and the display of the index value of psychotonia and the reliability evaluation value is realized, for example, by a liquid crystal display 29.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision  
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's  
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2000 Japan Patent Office

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A) 平2-1218

⑮ Int. Cl.<sup>5</sup>

A 61 B

5/02  
5/0245  
5/0402

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 平成2年(1990)1月5日

8932-4C  
7916-4C  
8932-4C  
8932-4C

A 61 B

5/02

5/04

5/02

3 1 0

3 1 0

3 2 0

Z

A

Z

P

審査請求 未請求 請求項の数 3 (全8頁)

⑭ 発明の名称 精神緊張度モニター

⑯ 特 願 昭63-144360

⑰ 出 願 昭63(1988)6月10日

⑱ 発 明 者 大 須 賀 美 恵 子 兵庫県尼崎市塚口本町8丁目1番1号 三菱電機株式会社  
中央研究所内

⑲ 発 明 者 下 野 太 海 兵庫県尼崎市塚口本町8丁目1番1号 三菱電機株式会社  
中央研究所内

⑳ 出 願 人 三菱電機株式会社 東京都千代田区丸の内2丁目2番3号

㉑ 代 理 人 弁理士 大 岩 増 雄 外2名

明 細 書

1. 発明の名称

精神緊張度モニター

2. 特許請求の範囲

(1) 被測定者の心臓の収縮活動に関連した周期波を計測する第1計測手段、第1計測手段により計測した上記周期波に周期的に現われる特定波を検出する検出手段、上記特定波の生起間隔を計測する第2計測手段、上記特定波の間隔列の平均及び上記間隔列の変動の呼吸成分の大きさを求めて緊張度指標値とする第1処理手段、並びに上記緊張度指標値を表示する表示手段を備えた精神緊張度モニター。

(2) 被測定者の心臓の収縮活動に関連した周期波を計測する第1計測手段、第1計測手段により計測した上記周期波に周期的に現われる特定波を検出する検出手段、上記特定波の生起間隔を計測する第2計測手段、上記特定波の間隔列の平均及び間隔列の変動の呼吸成分の大きさを求めて緊張度指標値とする第1処理手段、上記変動の呼吸成分

の周波数及び上記間隔列の変動の低周波成分の大きさのうちの少なくともいずれか一方を上記緊張度指標値の信頼性評価値として求める第2処理手段、上記緊張度指標値を表示する表示手段、並びに上記信頼性評価値を出力する出力手段を備えた精神緊張度モニター。

(3) 被測定者の心臓の収縮活動に関連した周期波を計測する第1計測手段、第1計測手段により計測した上記周期波に周期的に現われる特定波を検出する検出手段、上記特定波の生起間隔を計測する第2計測手段、上記特定波の間隔列の平均及び間隔列の変動の呼吸成分の大きさを求めて緊張度指標値とする第1処理手段、上記緊張度指標値を表示する表示手段、並びに上記被測定者の呼吸を安定化して上記緊張度指標値の信頼性を高める呼吸安定化手段を備えた精神緊張度モニター。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

この発明は、スポーツなどの試合、調練、試験など、精神緊張レベルがパフォーマンスに大きく

影響する作業において、精神緊張度をチェックしたり、すみやかに望ましい緊張度に自己制御できるよう訓練するための精神緊張度モニターに関するものである。

#### 〔従来の技術〕

従来、心拍（瞬時心拍か、一定時間の平均心拍）をモニターする装置は運動負荷を測定する目的のものが多く、自律神経機能の評価・訓練用の装置としては、例えば、特公昭61-48056号公報に示された心拍バイオフィードバック装置がある。第8図はこの装置を簡略化して示すブロック図で、(1)は脈波検出部、(2)は増幅部、(3)は心拍（脈拍）のカウンス、(4)は表示回路、(5)は周波数可変発振器、(6)はカウンタ、(7)は比較回路、(8)は表示回路である。

検出部(1)で検出された脈波は増幅器(2)で増幅され、カウンタ(3)で一定時間内の回数をカウントされ、表示回路(4)に表示される。一方、周波数可変発振器(5)により目標とする心拍に対応したパルスが発生させ、カウンタ(6)によりカウンタ(3)と同一

272084号公報に示された呼吸循環機能測定装置がある。

#### 〔発明が解決しようとする課題〕

従来の心拍数モニターでは、心拍数だけしか表示されないため、運動量や姿勢、呼吸パターンなどの変化による心拍の生理的な変化と、精神緊張度の変化による心拍の変化が分離できず、精神緊張度の変化を正確にモニターできないという問題点があった。一方、RRVモニターでは、すべての変動成分のみの表示のため、上記と同様の問題点があった。

この発明は、精神緊張度の変化を多面的により正確にモニターできる精神緊張度モニターを得ることを第1の目的とする。また、上記第1の目的に加えて、計測した緊張度を示す指標値の信頼性を評価することのできる精神緊張度モニターを得ることを目的とする。

さらに、上記第1の目的に加えて、計測した緊張度を示す指標値の信頼性を高めることのできる精神緊張度モニターを得ることを目的とする。

の一定時間内の回数をカウントし、比較回路(7)により、この目標回数とカウンタ(3)から出力される実際の脈拍回数を比較してその大小を表示回路(8)により表示するというものである。

一方、コンピュータ作業などの精神的負担を評価するためにRRV（RR間隔変動）モニターが考案されている（第2回ヒューマンインタフェースシンポジウム抄録、第119頁～第122頁、1986年参照）。これは第9図に示すように、検出部01、増幅器02、マイコン部03、表示部04から成る。第10図には、心電図の波形を示す。図中、P、Q、R、S、TはそれぞれP波、Q波、R波、S波、T波を示し、RRI（R-R Interval）はR波とR波の間隔時間である。第9図に示す装置では検出部01により心電図を検出し、この心電図の波形を増幅器02で増幅する。次にマイコン部03においてR波の検出を行なうと共に、RRIを求めて、一定時間ごとの間隔データに変換し、分散値（SD（標準偏差）の二乗）を計算して表示部04でその分散値を表示する。又、他にもこの種の装置として特開昭81-

#### 〔課題を解決するための手段〕

第1の発明である精神緊張度モニターは、被測定者の心臓の収縮活動に関連した周期波を計測する第1計測手段、第1計測手段により計測した周期波に周期的に現われる特定波を検出する検出手段、特定波の生起間隔を計測する第2計測手段、特定波の間隔列の平均及び間隔列の変動の呼吸成分の大きさを求めて緊張度指標値とする第1処理手段、並びに緊張度指標値を表示する表示手段を備えたものである。

また、第2の発明である精神緊張度モニターは、第1の発明に、変動の呼吸成分の周波数及び間隔列の変動の低周波成分の大きさのうちの少なくともいずれか一方を緊張度指標値の信頼性評価値として求める第2処理手段、並びに信頼性評価値を出力する出力手段を結合したものである。

また、第3の発明である精神緊張度モニターは、第1の発明に、被測定者の呼吸を安定化して緊張度指標値の信頼性を高める呼吸安定化手段を結合したものである。

## 〔作用〕

第1の発明に係る精神緊張度モニターは、精神緊張度の指標値として、心臓の収縮活動に関連した周期波（例えば心電波）における特定波の間隔列における平均と、間隔列の変動の呼吸成分の大きさの2つを用いるので、より多面的なモニターを可能とする。精神緊張度とこの2つの指標値の関係の生理的なメカニズムの詳細は明らかにされていないが、両者共に精神緊張度が高くなるとその値が減少することは一般に認められている。又、前者は交感神経系及び副交感神経系の拮抗的な支配を受けており、後者は主に副交感神経系の支配をより強く反映するというように、少なくとも異なった種類の精神緊張の指標となつてゐる。従つて、精神緊張度の変化を従来より正確にモニターできる。

また、第2の発明に係る精神緊張度モニターは、第1の発明の作用に加えて、信頼性評価値を求める第2処理手段による作用が結合される。上記の2つの緊張度指標値は呼吸パターンにより大きく

定者に呼吸させることにより安定した呼吸下での計測を可能にする。リズム・メロディーは、目的に応じて選曲し、望ましい状態に誘導する効果も合わせもつ。従つてこれにより、さらに精神緊張度モニターの信頼性を向上できる。

## 〔実施例〕

以下、この発明の一実施例を図について説明する。この実施例では、心臓の収縮活動に関連した周期波として、例えば心電波形を計測したものである。第1図において、①は被測定者に装着した心電図検出用電極、②は生体増幅器、③は心電図R波検出パルス発生回路、④は計測開始スイッチ、⑤はR波検出パルスと計測開始信号を入力するデジタル入力、⑥は緊張度指標値を求め、その値の表示を制御するマイクロコンピュータのCPU（中央処理装置）、⑦はプログラムを保持するROM（Read Only Memory）、⑧は計測データ、表示データを貯えるRAM（Random Access Memory）、⑨は指標値を表示する液晶ディスプレイ、⑩は計測状態信号と、リズム・メロディーの開始・終了

変化するので、精神緊張度のモニターに際しては呼吸パターンの統制が必要となる。これが正しくなされているかどうか、すなわち、モニターされた指標値が信頼できるかどうかを判定するために信頼性評価値として、特定波の間隔列の変動の呼吸成分の周波数を求めて出力する。この呼吸成分の周波数により呼吸パターンの統制状態を判断することができる。また、一過性のゆつくりした呼吸や体動などによる間隔列の変動の低周波成分の大きさによつても上記と同様に緊張度指標値の信頼性を評価できる。従つて呼吸成分の周波数と低周波成分の大きさの少なくともいずれか一方の値により緊張度指標値の信頼性を評価すれば、信頼性の高い精神緊張度モニターが得られる。

また、第3の発明に係る精神緊張度モニターは、第1の発明の作用に加えて、呼吸安定化手段による作用が結合される。この呼吸安定化手段は、例えば計測中にリズムあるいはメロディー音を発生するか、あるいは望ましい呼吸パターンをグラフとして視覚表示するもので、これに合わせて被測

信号を出力するデジタル出力、⑪は計測状態を表示する計測状態表示LED（Light Emission Diode）、⑫はリズム・メロディー発生回路、⑬はスピーカーあるいはイヤホンである。⑭はCPU、⑮、ROM、⑯、RAMで構成されるマイクロコンピュータである。

心電図検出用電極①と生体増幅器②とで心電波形を計測する第1計測手段を構成し、心電図R波検出パルス発生回路③とデジタル入力⑤とで、心電波形に周期的に現われる特定波、この場合は第10図におけるR波を検出する検出手段を構成する。さらに、マイクロコンピュータ⑭は、例えば第2図に示すフローチャートのような処理に従つて、R波の生起間隔を計測する第2計測手段、緊張度指標値を求める第1処理手段、及び信頼性評価値を求める第2処理手段を構成すると共に緊張度指標値と信頼性評価値の出力を制御したり、呼吸安定化手段の動作を制御する。この実施例における呼吸安定化手段は、例えばリズム・メロディーで行ない、リズム・メロディー発生回路⑫とス

ピーカあるいはイヤホン<sup>4</sup>で実現される。また、緊張度指標値と信頼性評価値の表示は、例えば液晶ディスプレイ<sup>4</sup>で実現される。

以下、動作を第2図のフローチャートに基づいて説明する。マイクロコンピュータ<sup>4</sup>では、R波検出パルスの間隔を計測して緊張度指標値を決定し、表示データを作成する。計測は、開始スイッチ<sup>4</sup>により開始し、予め設定された時間 $T$ で行なう。 $T$ は、実際のモニターに用いる時間( $t_m$ :20秒程度)に、開始時の雑音混入(開始前の呼吸の乱れの影響、スイッチ押しの影響)の可能性と、デジタルフィルターの遅れ時間を考慮した時間( $t_d$ :10秒程度)を加えたものとする。計測開始と同時に、計測状態表示LED<sup>4</sup>をオンし(ブロック<sup>4</sup>)、カウンタを初期設定するためゼロにクリアし(ブロック<sup>4</sup>)、デジタル出力<sup>4</sup>を介してリズム・メロディー発生回路<sup>4</sup>を作動させてスピーカ又はイヤホン<sup>4</sup>でリズム・メロディーを発生させる(ブロック<sup>4</sup>)。リズム・メロディーは、望ましい呼吸周波数 $F_r$ の呼吸を合わせやすいようなテンポに

する。 $F_r$ は作業、目的によつて異なる(0.1~0.4 Hz程度)。リラクゼーションを目的とした訓練の場合は通常の呼吸よりやや遅目、緊張レベルを高める目的ではやや速目に設定するとよい。リズム・メロディーへの呼吸の合わせ方は、例えば8拍子なら8拍ですつて8拍ではなくというようにする。リラクゼーション訓練の場合は、2拍ですつて4拍ではなくというように調息法を取り入れたパターンでもよいが、一貫したモニターを実現するためには、低計測中、同じパターン、速さの呼吸を必要とする。リズム・メロディーの発生と同時、又はそれより前から、被測定者に装着した電極<sup>4</sup>と生体増幅器<sup>4</sup>により計測された心電波形は、R波検出パルス発生回路<sup>4</sup>に入力されてR波に対応したパルスに変換され、デジタル入力<sup>4</sup>を介して、マイクロコンピュータ<sup>4</sup>に取り込まれる。

マイクロコンピュータ<sup>4</sup>では、取り込んだ心電波形から緊張度指標値及び信頼性評価値を求める。第3図、第4図は、心電波形から上記の値を求める過程を説明するための波形図である。第3図(a)

は電極<sup>4</sup>によつて入力され増幅器<sup>4</sup>によつて増幅された心電波形であり、第3図(b)は第3図(a)に示す波形をR波検出パルス発生回路<sup>4</sup>を介してマイクロコンピュータ<sup>4</sup>に取り込んだパルス波形である。このパルス波形はマイクロコンピュータ<sup>4</sup>内では実際にはデジタル値として取り込まれている。マイクロコンピュータ<sup>4</sup>では、ブロック<sup>4</sup>で設定された時間 $T$ だけ計測したかどうか判定し、 $T$ 以内の時は、1 msecだけ時間待ちする(ブロック<sup>4</sup>)。この時間待ちにより、1 msecごとの計測が行なわれる。1 msec経過するごとにカウンタをカウントアップする(ブロック<sup>4</sup>)。次に1 msec中にR波検出パルスがデジタル入力<sup>4</sup>より入力されたかどうか判定し(ブロック<sup>4</sup>)、入力があった時はブロック<sup>4</sup>で第3図(c)に示す生起間隔 $i_1, i_2, \dots$ のデータとなるカウンタデータをRR(R波~R波)間隔データとしてセーブしてカウンタをクリアする(ブロック<sup>4</sup>)。ブロック<sup>4</sup>でパルス入力がない場合はブロック<sup>4</sup>へもどり、計測が設定時間 $T$ だけ経過するまでRR間隔データ列の収集を行なう。

ブロック<sup>4</sup>で計測時間が設定時間 $T$ だけ経過すれば、リズム・メロディーをストップし(ブロック<sup>4</sup>)、計測状態表示LEDをオフし(ブロック<sup>4</sup>)、R波の生起間隔列の計測終了とする。

次に緊張度指標値と信頼性評価値を求める時の動作について説明する。上記でセーブされたRR間隔列の平均値(以下RR平均値と記す)を計算する(ブロック<sup>4</sup>)。このデータ列は、計測終了した後ろから1 msec分を対象とする。次に第3図(c)に示すRR間隔列を第3図(d)に示すように、サンプル間隔 $i$ ( $i$ は0.5秒程度)の等時間間隔データに変換する(ブロック<sup>4</sup>)。第3図(d)に示す等時間間隔データの横軸である時間軸のスケールを大きくすると、第4図(a)に示すような波形になる。この等時間間隔データ波形には、第4図(b)に示す変動の呼吸成分と第4図(c)に示す低周波成分が含まれている。従つて等時間間隔データ(第4図(a))をローパスフィルタを通すと第4図(c)に示す低周波成分が出力される。この時のローパスフィルタのHigh cut 周波数は0.1 Hz程度とする。ただし設

定呼吸の周波数成分は充分除去できるように望ましい呼吸周波数 $F_r$ より低くする。ローパスフィルタから出力されるデータの後ろから $t_m$ 秒分( $t_m/10$ 個)の標準偏差(SD)を求めて変動の低周波成分の大きさ(以下、低周波成分値と記す)とする(ブロック図)。また、等時間間隔データ(第4図(a))をバンドパスフィルタを通すと第4図(b)に示す呼吸成分が出力される。

このバンドパスフィルタの中心周波数を $F_r$ 、幅を $0.1F_r$ 程度とし、バンドパスフィルタから出力される変動の呼吸成分の大きさのデータ(第4図(c))の後ろから $t_m$ 秒分のSDを求める(ブロック図)。求めたSDを変動の呼吸成分の大きさ(以下、呼吸成分値と記す)とする。また第4図(b)に示す呼吸成分のデータ列のピーク(あるいは谷)を検出し、その数と生起時間とにより、変動の呼吸成分の周波数(以下、呼吸成分周波数と記す)を求める(ブロック図)。

呼吸成分の周波数の計算は、例えば下式で求められる。

$$\text{呼吸成分周波数} = \frac{N}{t_m}$$

$N$  : 計測時間 $t_m$ 内の呼吸成分のデータ列のピーク(又は谷)の数

$t_m$  : 計測時間

ブロック図で求めたRR平均値とブロック図で求めた呼吸成分値を緊張度指標値とし、ブロック図で求めた低周波成分値とブロック図で求めた呼吸成分周波数を信頼性評価値とし、液晶ディスプレイ図に表示する(ブロック図)。

次に緊張度指標値と信頼性評価値の表示の一例を示す。第5図は液晶ディスプレイ図に表示した一例である。

図において、横軸にRR平均値(例では1000 msec)、縦軸に呼吸成分値(例では15 msec)をとりプロット(○)している。低周波成分値は設定値(例えば20 msec程度)より大きい小さいかを判定し(ブロック図)、プロットのマークを変えることによつて表示する。例えば、設定値を超えたらマークを×にする。呼吸成分周波数は、グラフの上の横軸

のスケールでプロット(○)する。望ましい呼吸周波数(○)と、許容範囲(11)も同時に表示する。この範囲をはずれたときと、低周波成分値が大きい時(即ち上記の×をプロットしたとき)は、計測のやり直しを促すメッセージを表示する(ブロック図)。表示(ブロック図、ブロック図)後、モニター処理を終了する。

第6図はこの発明の一実施例に係る液晶ディスプレイ図への別の表示例を示すものであり、プロットAは被測定者の緊張度が非常に高い時、プロットBは適度な緊張の時、プロットCはリラックスしている時の測定結果である。この結果によれば、プロット位置がグラフの右上に位置する時、リラックス状態を示し、左下に位置する時、緊張度が高い状態を示している。この結果から明らかに、RR平均値と呼吸成分値を緊張度指標値として表示すれば、被測定者の緊張度を比較的正確にモニターすることができる。さらにこのモニターを用いて個人・作業に最適な緊張レベルの探索などに役立てることができる。

なお、上記実施例では、E波検出パルス発生までをハードウェア回路、間隔計測以降を、マイクロコンピュータのソフトウェアで実現したものを示したが、すべてハードウェアあるいはソフトウェアで行なつてもよい。又、表示は液晶パネルでなく、LEDディスプレイ、CRT、EL(Electro Luminescence)ディスプレイなどを用いてもよい。

又、上記実施例では緊張度指標値の表示方法として、2つの指標値を $x$ 、 $y$ として2次元グラフ上にプロットし、その信頼性評価値として低周波成分値の大小によつてその記号を変える方法を示したが、必要な緊張度指標値及び信頼性評価値を各々、数値や棒グラフなどで表示してもよい。呼吸成分周波数はあらかじめ設定した範囲にはいつていたかどうかを判定した結果のみの表示でもよい。さらに、低周波成分値が設定値以下、呼吸成分周波数が設定範囲内という条件をとともに満たしたかどうかを表示したり、音などによつて出力したりするだけでもよい。又、呼吸成分値、低周波

成分値はフィルター出力のSD値を実効値に対応するものとして用いているが、これに限るものではなく、peak to peak 値、パワー値を用いてもよいし、フィルターを用いず、FFT（高速フーリエ変換）やAR（自己回帰）モデルを用いたスペクトル解析により該当成分を抽出してもよい。又、訓練目的に用いるときには、RR平均値と、呼吸成分値の目標範囲を表示し、その範囲にはいるように訓練させれば、最適レベルへの自己制御訓練に役立つという効果を奏する。

上記実施例では、心電図R波間隔を用いた例を示したがR波検出の代用として、P、Q、S、T波など、心電の周波数を計測できるものであれば、どの波を検出してもよい。又、心電図計測の代用として、心臓の収縮活動に関連した他の周期波、すなわち脈波計測あるいは心音計測などを行ないその周期波に周期的に現われる特定波の間隔をR波間隔の代用として用いてもよい。

又、呼吸統制のためのリズム・メロディー発生機の代わりに、点滅光を用いても同様の効果を奏す

また、第2の発明によれば、第1の発明に加えて変動の呼吸成分の副波数及び間隔列の変動の低周波成分の大きさのうちの少なくともいずれか一方を緊張度指標値の信頼性評価値として求める第2処理手段、信頼性評価値を出力する出力手段を結合することにより、第1の発明の効果に加えて、計測した緊張度指標値を評価できる精神緊張度モニターが得られる効果がある。

さらに、第3の発明によれば、第1の発明に加えて、被測定者の呼吸を安定化して緊張度指標値の信頼性を高める呼吸安定化手段を結合することにより、第1の発明の効果に加えて計測時の被測定者の呼吸を安定化して計測した緊張度指標値の信頼性を高めることができ、個人・作業に最適な緊張レベルへの自己制御訓練もできる精神緊張度モニターが得られる効果がある。

#### 4 図面の簡単な説明

第1図はこの発明の一実施例による精神緊張度モニターを示すブロック図、第2図はこの発明の一実施例に係るマイクロコンピュータの動作を示

る。又、第7図に横軸を時間軸で示すような呼吸パターンを表示し、被測定者がこのパターンにあわせて呼吸するようにしてもよい。即ち、パターンの増加部では吸い、減少部では吐くようにする。第7図(a)は例えば8拍で吸って8拍で吐くという呼吸パターンの例であり、第7図(b)は2拍で吸って4拍で吐くという呼吸パターンの例を示している。

#### 〔発明の効果〕

以上のように、第1の発明によれば、被測定者の心臓の収縮活動に関連した周期波を計測する第1計測手段、第1計測手段により計測した周期波に周期的に現われる特定波を検出する検出手段、特定波の生起間隔を計測する第2計測手段、特定波の間隔列の平均及び間隔列の変動の呼吸成分の大きさを求めて緊張度指標値とする第3処理手段、並びに緊張度指標値を表示する表示手段を備えたことにより、精神緊張度の変化を多面的に正確にモニターすることができる精神緊張度モニターが得られる効果がある。

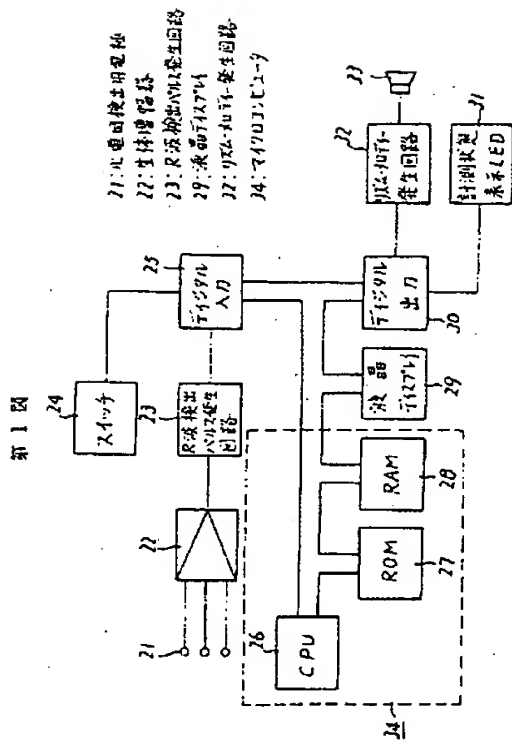
すフローチャート、第3図、第4図はこの発明の一実施例に係る処理過程を説明する波形図、第5図、第6図はそれぞれこの発明の一実施例に係る表示例を示すグラフ、第7図はこの発明の他の実施例における呼吸パターン波形を示す表示例、第8図は従来の心拍数モニターを示すブロック図、第9図は従来のRRVモニターを示すブロック図、第10図は心電図を示す波形図である。

①…心電図検出用電極、②…生体増幅器、③…R波検出パルス発生回路、④…液晶ディスプレイ、⑤…リズム・メロディー発生回路、⑥…マイクロコンピュータ。

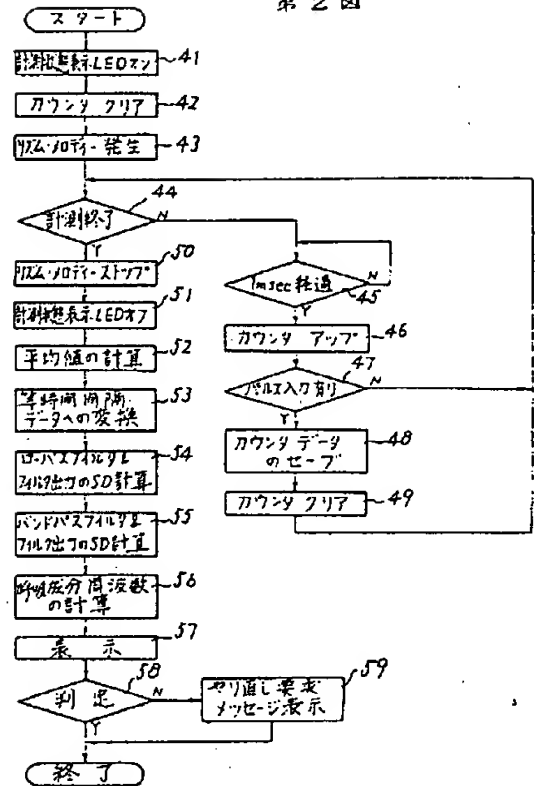
なお、図中、同一符号は同一、又は相当部分を示す。

代理人 大岩 増 雄

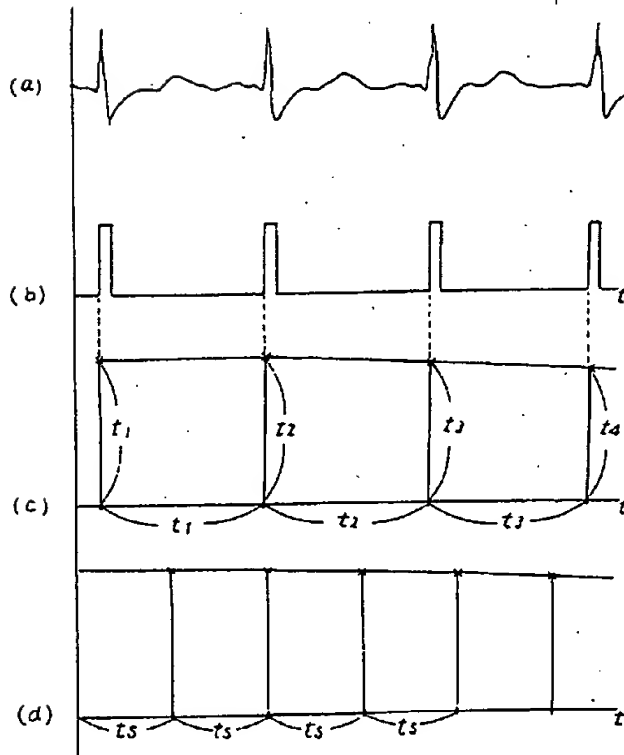




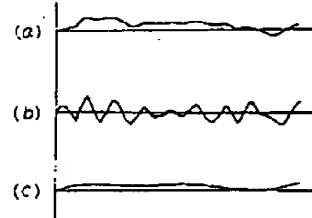
第2図



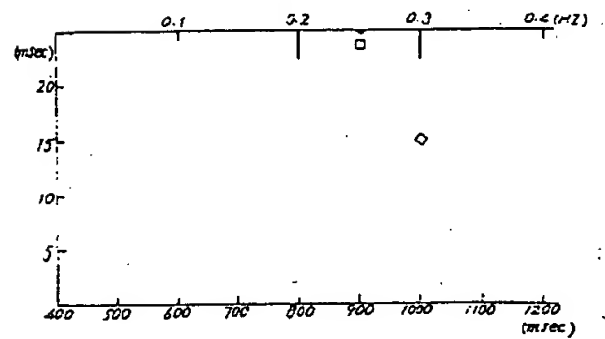
第3図



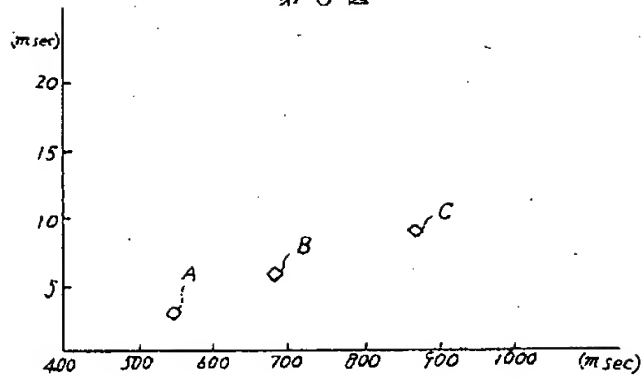
第4図



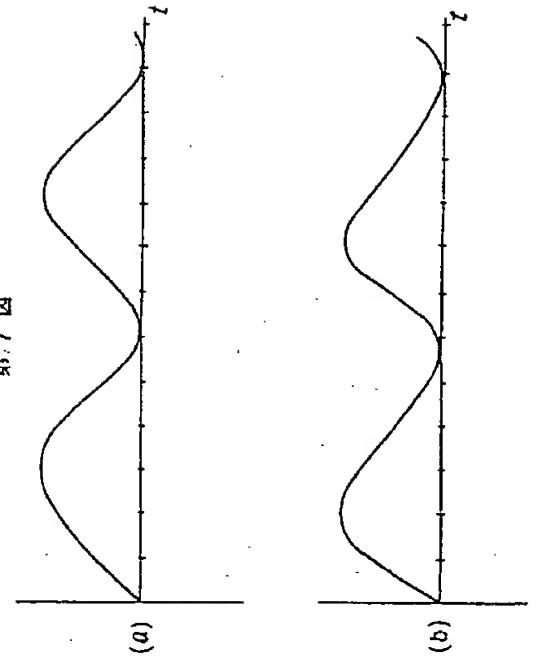
第5図



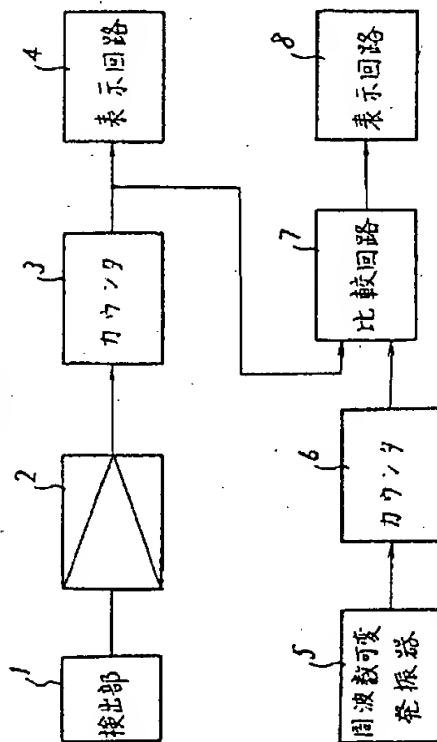
第6図



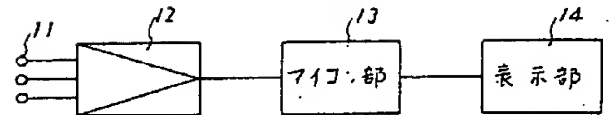
第7図



第8図



第9図



第10図

